

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5248648号  
(P5248648)

(45) 発行日 平成25年7月31日(2013.7.31)

(24) 登録日 平成25年4月19日(2013.4.19)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)**  
 A 6 1 B 6/03 3 5 O R  
 A 6 1 B 6/03 3 5 O U

請求項の数 10 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2011-87269 (P2011-87269)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成23年4月11日(2011.4.11)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2000-327188 (P2000-327188) の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成12年10月26日(2000.10.26)	(74) 代理人	100108855
(65) 公開番号	特開2011-136219 (P2011-136219A)		弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成23年7月14日(2011.7.14)	(74) 代理人	100159651
審査請求日	平成23年4月11日(2011.4.11)		弁理士 高倉 成男
(31) 優先権主張番号	09/450121	(74) 代理人	100091351
(32) 優先日	平成11年11月26日(1999.11.26)		弁理士 河野 哲
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンピュータ断層撮影システムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンピュータ断層撮影方法であって、  
 被検体を X 線で螺旋状に走査し、  
 前記被検体の画像に対応するデータを収集し、  
前記データを螺旋回転軸に沿って補間し、  
 データ収集タイミングの関数として前記補間されたデータを重み付けし、  
 前記重み付けしたデータに基づいて前記被検体の前記画像を再構成することを特徴とする  
 コンピュータ断層撮影方法。

【請求項 2】

前記同時に得られた前記データの一部のみを処理することを特徴とする請求項 1 記載の  
 コンピュータ断層撮影方法。

【請求項 3】

前記データを複数の組に分け、このデータの組数を加重平均処理により減らすことを特  
 徴とする請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影方法。

【請求項 4】

前記処理データに対応する対向データを得、前記データ収集タイミングに基づいて前記  
 処理データおよび前記対向データを重み付け加算し、前記重み付け加算したデータに基づ  
 いて前記画像を再構成することを特徴とする請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影方法。

【請求項 5】

10

20

X線源と、  
前記X線源から照射され被検体を透過したX線を検出するための検出器と、  
前記検出器により検出されたデータを螺旋回転軸に沿って補間する処理回路と、  
前記処理回路で補間されたデータにデータ収集タイミングに応じて重み付けをする重み付け回路と、

前記重み付けされたデータに基づいて画像を再構成する再構成回路とを具備することを特徴とするコンピュータ断層撮影システム。

【請求項6】

前記X線源を前記被検体から見て螺旋状に移動する機構を更に備えることを特徴とする請求項5記載のコンピュータ断層撮影システム。

10

【請求項7】

前記重み付け回路は、重み付け関数を時間変位させる手段を有することを特徴とする請求項5記載のコンピュータ断層撮影システム。

【請求項8】

前記被検体の心電波形に従って前記重み付け関数を時間変位させることを特徴とする請求項7記載のコンピュータ断層撮影システム。

【請求項9】

X線ビーム発生源と、前記X線ビーム発生源から被検体を介して到達するX線を検出するための複数の検出素子がチャンネル方向及びスライス方向に配列されてなる2次元検出器とを有するガントリと、

20

前記被検体を載置する寝台と、

前記寝台と前記ガントリとの少なくとも一方を螺旋走査のために移動する移動ユニットと、

前記2次元検出器に接続され、前記2次元検出器によって検出されたX線のデータを収集するデータ収集ユニットと、

前記データ収集ユニットに接続され、前記収集されたデータを螺旋回転軸に沿って補間し、前記補間されたデータにデータ収集タイミングに応じて重み付けをし、前記補間され重み付け見つけられたデータを用いてスライス位置が同じであるが時間が異なる複数の断層画像を再構成する断層画像再構成ユニットとを具備することを特徴とするコンピュータ断層撮影システム。

30

【請求項10】

X線ビーム発生源と、前記X線ビーム発生源から被検体を介して到達するX線を検出するための複数の検出素子がチャンネル方向及びスライス方向に配列されてなる2次元検出器とを有するガントリと、

前記被検体を載置する寝台と、

前記寝台と前記ガントリとの少なくとも一方を螺旋走査のために移動する移動ユニットと、

前記2次元検出器に接続され、前記2次元検出器によって検出されたX線のデータを収集するデータ収集ユニットと、

前記データ収集ユニットに接続され、前記データ収集ユニットによって収集されたデータを螺旋回転軸に沿って補間し、前記補間されたデータに重み付けする重み付け回路とを具備し、

40

前記重み付け回路は、スライス方向の少なくとも一部に対応するデータに対して異なる重み付け関数を適用することを特徴とするコンピュータ断層撮影システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ヘリカル（螺旋形）のコンピュータ断層撮影スキャンに係り、特に改善された時間的解像度を有するヘリカル・コンピュータ断層撮影スキャンに関する。なお、時間的解像度は、患者から特別な信号を得る必要がないマルチスライス・ヘリカル・スキャン

50

の画像再構成アルゴリズムを使用することによって、各々のスライス・イメージにおいて、改善可能である。

【背景技術】

【0002】

ヘリカル・コンピュータ断層撮影（CT）スキャンは、例えば、米国特許第4,630,202号に記載されている。ヘリカルCTスキャンは、米国特許第4,965,726号において開示されるように、マルチスライス位置でデータを収集するマルチrow検出器アレイを取り入れることができる。マルチスライス・ヘリカルCTは、そのようなアレイを使用する。これによって、長手方向の空間解像度を改善し、走査長さを延長し、さらに走査時間を短縮することが可能となる。その結果、時間的解像度とコントラスト解像度の両方が大量に改善される。ヘリカル・スキャンが同じ量に対して繰り返される場合、量の時間的変化を観測することが可能である。

10

【0003】

多様な画像再構成アルゴリズムが、マルチスライス・ヘリカルCT、例えば「Algorithm for Image Reconstruction in Multi-Slice Helical CT, Taguchi et al., Med. Phys. 25:550-561(1998)」などで使用される。このアルゴリズムは、(1)ヘリカルピッチの慎重な選択が要求される最適化されたサンプリング・スキャン、(2)長手方向に関するヘリカル・フィルタ内挿補間（HFI）、および(3)扇形ビームフィルタバックプロジェクションによる再構成（通常の扇形ビーム再構成技術は、第3の工程において、適用可能である）の3つの部分からなる走査技術を含んでいる。HFIは、180°、または、360°分離された、いずれかのデータ（すなわち線形内挿（または外挿）中の異なる時間に得られるデータ）を使用して、スライス位置でのデータを得るために長手方向のフィルタを使用する。

20

【0004】

中心光線での長手方向のデータサンプリングパターンは、そのようなヘリカル・ピッチではまばらとなり、追加の技術がなければ画像の品位を劣化させてしまうため、最適化されたサンプリング走査において、一部の特定のヘリカル・ピッチ（すなわち偶数の整数）は、避けなければならない。

【0005】

ヘリカル内挿（HFI）は、以下の2つの工程からなる。1)フィルタ幅内の位置で複数のリサンプリングデータを得るために、2点線形内挿（または外挿）を繰り返す、2)リサンプリングデータをフィルタする。したがって、フィルタ幅がゼロに等しいとき、データサンプリング位置によって、HFIは内挿または外挿となる。フィルタ幅は、長手領域と実効的なスライス厚との比率として定義される。

30

【0006】

マルチスライス・ヘリカルCTを用いて心臓の撮像を行なって、実際的な時間的解像度を改良する特別な方法が開発されたが、欠点がいくつかある。例えば、同じ心臓位相に対するデータを再分類するためにEKG信号（心電図）を必要とし、周期的に動く被検体のみ適用可能である。

【0007】

平行ビーム形状において、画像再構成のために必要な最小角度は、180°である。扇形ビーム形状においては、180°+扇形角度を走査する投影データが、そのようなデータを含む。しかしながら、一部の投影は投影データにおいて2度計測され、追加の処理がなければアーチファクトを発生させてしまう場合がある。そのような冗長の影響を除去し、データ打切りを避けるために、扇形ビーム画像再構成の前に投影データ組に平滑化重み付けが行なわれる。ハーフスキャン（HS）と呼ばれるこのアルゴリズムは、Computed Tomography Scanning with Simultaneous Patient Translation, C. Crawford等、Med. Phys., 17:967-982(1990)中に説明されているように、CT画像の時間的解像度を改善するために使用されてきた。

40

【0008】

50

その他、Computed Tomography Scanning with Simultaneous Patient Translation, C. Crawford等、Med. Phys., 17: 967-982(1990)に記載されているアンダー・スキャンニング(US)およびHigh Temporal Resolution Reconstruction for Reducing Motion Artifact Caused by Cardiac Motion, Shenetal, Jap. JofRad. Tech., 54(11): 1287-1294(1998)に記載の高時間的解像度再構成(HTRR)という方法が使用されてきた。HS、USおよびHTRRの中の違いは、図1に示すように、単に重み付け関数である。修正USと呼ばれる他の方法は、捕捉タイミングを考慮した「直接」データ(direct data)と、「対向」データとの間の重み付け技術を指す。それを図2に示す。

【0009】

10

汎用CTの電子ビームCT(EBCT)およびEKGゲート制御再構成という他の技術は、時間的解像度を改善するために使用される。EBCTは、最短走査時間0.05秒で最良の時間的解像度を実現する。しかし、EBCTは、不十分な長手方向の空間的解像度、システム・コストおよび限られたX線露光という欠点を有している。このように、マルチスライス・ヘリカルCTを用いた心臓の撮像は、そのような問題がなく、心臓撮像において有効となる可能性がある。

【0010】

最近、心臓の周期的位相にしたがってヘリカル・データを分類する、小ヘリカル・ピッチを用いたEKGゲート制御再構成法が汎用CTのために開発され、より良い時間的解像度を得ることにおいての可能性を示した。この方法において、ヘリカル・マルチスライス・ピッチが1.0の場合、FWTMまたはFWTAで0.06秒が達成可能である。これらの専用の心臓再構成法の最も大きい利点は、全心臓周期の間の動的体積心臓撮像が可能なことである。空間的解像度および画像ノイズは、それらの心臓位相が一致した場合にのみ、180°または360°分離されたデータを使用して改善可能である。この方法の2つの最も大きな問題は、ヘリカルピッチが小さい場合に高線量検査となる場合があり、コントラスト因子の調査の際に問題が発生する可能性がある。それらが同じ心臓位相であるが異なる時間に得られたデータを使用するため、コントラスト濃度など、心臓の運動以外の変化が画像の品位を劣化させる場合がある。

20

【0011】

上述のような方法で得た個々の画像の時間的解像度は、心臓および隣接した肺の気管などの高速運動を行なう器官には不十分である。ヘリカルCTおよびマルチスライス・ヘリカルCTにおいて、より良い時間的解像度が必要である。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】米国特許第4,630,202号明細書

【特許文献2】米国特許第4,965,726号明細書

【非特許文献】

【0013】

【非特許文献1】Algorithm for Image Reconstruction in Multi-Slice Helical CT, Taguchi et al., Med. Phys., 25: 550-561(1998)

40

【非特許文献2】Computed Tomography Scanning with Simultaneous Patient Translation, C. Crawford等、Med. Phys., 17: 967-982(1990)

【非特許文献3】Computed Tomography Scanning with Simultaneous Patient Translation, C. Crawford等、Med. Phys., 17: 967-982(1990)に記載されているアンダー・スキャンニング(US)

【非特許文献4】High Temporal Resolution Reconstruction for Reducing Motion Artifact Caused by Cardiac Motion, Shenetal, Jap. JofRad. Tech., 54(11): 1287-1294(1998)

【発明の概要】

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0014】

本発明の目的は、コンピュータ断層撮影（CT）の時間的解像度を改善する方法およびシステムを提供することである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0015】

本発明は、コンピュータ断層撮影方法であって、被検体をX線で螺旋状に走査し、前記被検体の画像に対応するデータを収集し、同時に得られた前記データの一部を処理し、データ収集タイミングの関数として前記処理したデータを重み付けし、前記重み付けしたデータに基づいて前記被検体の前記画像を再構成することを特徴とする。

10

さらに、本発明は、前記同時に得られた前記データの一部のみを処理することを特徴とする。

さらに、本発明は、前記データを複数の組に分け、このデータの組数を加重平均処理により減らすことを特徴とする。

さらに、本発明は、前記データの処理において、線形内挿と外挿の少なくとも1つを使用することを含む。

さらに、本発明は、前記データの処理において、非線形内挿と外挿の少なくとも一つを使用することを含む。

さらに、本発明は、前記処理データに対応する対向データを得、前記データ収集タイミングに基づいて前記処理データおよび前記対向データを重み付け加算し、前記重み付け加算したデータに基づいて前記画像を再構成する。

20

さらに、本発明は、前記処理データの重み付けを時間的に変位する。

さらに、本発明は、前記重み付けは、 $m$  が最大チャネル角度である場合、 $+2m$  の範囲を除くゼロの値を有する重み付け関数を使用する。

さらに、本発明は、前記関数は、

$$\begin{aligned} n_{ew} &= -c + ((+2m) / 2) \\ n_{ew} &= -c + \end{aligned}$$

とのいずれか一方を含む。

さらに、本発明は、前記被検体から得た信号に基づいて前記画像を再構成するタイミングを変位する。

30

さらに、本発明は、前記被検体から得た信号に基づいて前記X線の発生を制御する。

さらに、本発明は、重み付けは、2 の範囲を除くゼロの値を有する重み付け関数を使用する。

さらに、本発明は、心臓画像に対応するデータを収集し、前記被検体からEKG信号を測定し、前記EKG信号に基づいて前記画像を再構成するタイミングを変位する。

さらに、本発明は、前記被検体の心拡張位相にほぼ対応するデータを収集する。

さらに、本発明は、複数個の列のうち選択された列のデータを処理する。

さらに、本発明は、複数個の列に対してデータを同時に収集し、各部分に対して再構成されるスライスの部分に最も近い列からデータを選択し、前記処理データを生成するために、前記部分のそれぞれに対応する前記データを処理する。

40

さらに、本発明は、各部分に対して再構成されるスライスの部分に最も近い列のうちの2つからデータを選択する。

さらに、本発明は、前記データを内挿補間し、前記内挿データを重み付けする。

さらに、本発明は、前記データから内挿および外挿の少なくとも一方の補間を行なう。

さらに、本発明は、補間データを得るために、前記データをフィルタし、重み付けは、前記補間データを重み付けする。

本発明は、X線源と、前記X線源から照射され被検体を透過したX線を検出するための検出器と、前記検出器により検出されたデータを処理する処理回路と、前記処理回路で処理されたデータにデータ収集タイミングに応じて重み付けをする重み付け回路と、前記重

50

み付けされたデータに基づいて画像を再構成する再構成回路とを具備することを特徴とする。

さらに、本発明は、前記X線源を前記被検体から見て螺旋状に移動する機構を更に備える。

さらに、本発明は、前記処理回路は、非線型内挿回路および外挿回路のうちの少なくとも一方を含む。

さらに、本発明は、前記処理回路は、線型内挿回路および外挿回路のうちの少なくとも一方を含む。

さらに、本発明は、前記処理回路は、フィルタ回路を含む。

さらに、本発明は、前記重み付け回路は、重み付け関数を時間変位させる手段を有する

10

。さらに、本発明は、前記重み付け回路は、重み付け関数を選択的に時間変位させる手段を含む。

さらに、本発明は、前記被検体の生体信号を獲得する手段を含む。

さらに、本発明は、前記生体信号を使用して前記被検体によって受けられた線量を減らす手段を含む。

さらに、本発明は、前記生体信号を使用して前記X線源による照射を選択的に制御する手段を含む。

さらに、本発明は、前記X線源によって射出された照射を視準するように配置された視準装置を含む。

20

さらに、本発明は、重み付け関数を自動的に時間変位させる手段を含む。

さらに、本発明は、前記被検体の心電波形に従って前記重み付け関数を時間変位させる

。さらに、本発明は、前記検出器は、被検体のスライス方向に沿って複数の検出カラムを含み、複数の検出素子列は同時にX線を検出する。

本発明は、X線ビーム発生源と、前記X線ビーム発生源から被検体を介して到達するX線を検出するための複数の検出素子がチャンネル方向及びスライス方向に配列されてなる2次元検出器とを有するガントリと、前記被検体を載置する寝台と、前記寝台と前記ガントリとの少なくとも一方を移動する移動ユニットと、前記2次元検出器に接続され、前記2次元検出器によって検出されたX線のデータを収集するデータ収集ユニットと、前記データ収集ユニットに接続され、前記収集されたデータから、スライス位置が同じであるが時間が異なる複数の断層画像を再構成する断層画像再構成ユニットとを具備することを特徴とする。

30

本発明は、X線ビーム発生源と、前記X線ビーム発生源から被検体を介して到達するX線を検出するための複数の検出素子がチャンネル方向及びスライス方向に配列されてなる2次元検出器とを有するガントリと、前記被検体を載置する寝台と、前記寝台と前記ガントリとの少なくとも一方を移動する移動ユニットと、前記2次元検出器に接続され、前記2次元検出器によって検出されたX線のデータを収集するデータ収集ユニットと、前記データ収集ユニットに接続され、前記データ収集ユニットによって収集されたデータを重み付けする重み付け回路とを具備し、前記重み付け回路は、スライス方向の少なくとも一部に対応するデータに対して異なる重み付け関数を適用することを特徴とする。

40

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】従来の重み付け関数を示す図。

【図2】従来において、修正されたアンダースキャン技術のための重み付けを示す図。

【図3】本発明の実施形態によるシステム構成図。

【図4】図3のガントリの斜視図。

【図5】本実施形態において、マルチスライス検出器を示す図。

【図6】図3の処理ユニット及び処理回路の構成を示すブロック図。

【図7】本実施形態によるデータの修正HFI処理と重み付けとを示す図。

50

【図 8】本実施形態によるチャンネル倍増を示す図。

【図 9】本実施形態において、時間変位を示す図。

【図 10】本実施形態による E K G ゲート制御を用いた画像の再構成を図示する流れ図。

【図 11】本実施形態による画像再構成を示す図。

【図 12】本実施形態による選択的タイミングを用いた画像再構成を示す図。

【図 13】図 12 の方法の流れ図。

【図 14】本発明を評価する際に使用される人体模型を示す図。

【図 15】本実施形態において、時間的な感度プロファイルを示す図。

【図 16】運動する人体模型の図。

【図 17】図 16 の人体模型の運動を示す図。

10

【図 18】本実施形態において、時間的な感度プロファイルを示す図。

【図 19】本実施形態において、FWHM および FWTM に対するヘリカル・ピッチをそれぞれ有する時間的解像度の変化を示す図。

【図 20】本実施形態において、部分感度プロファイルを示す図。

【図 21】本実施形態において、毎秒 60 周期でのシミュレーション模型画像を示す中間調画像。

【図 22】本実施形態において、毎秒 90 周期でのシミュレーション模型画像を示す中間調画像。

【図 23】本実施形態において、HFI、HHS および HHS さらに TS を使用して生成された心臓部画像を示す中間調画像。

20

【図 24】本実施形態において、HFI、HHS および HHS さらに TS を使用して生成された胸部画像を示す中間調画像。

【図 25】本実施形態において、HFI および HHS を使用して生成された脈管画像を示す中間調画像。

【図 26】本実施形態において、患者線量を減らすための視準線を示す図。

【図 27】本実施形態による E K G ゲート制御を示す流れ図。

【図 28】本実施形態による体積再構成を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明による装置を好ましい実施形態により説明する。

30

本発明は、マルチスライス・ヘリカル CT に適用可能である。ここでは、その代表例として、4 スライス・ヘリカル CT として説明する。また、スライス厚は、等角点（回転軸）で計測されるステップ・アンド・シュート（天板の断続的な移動と同期した断続的な X 線撮影）での走査中の各スライス画像の有効スライス厚として定義される。ヘリカル・スキュンの場合の幾何学的スライス厚は、シングルスライス CT スキャナの場合の再構成画像の有効スライス厚とは異なり、再構成アルゴリズムおよびパラメータの選択に応じて決まる。この適用において、ヘリカル・スライス・ピッチ（P）は、スライス厚に対する、1 回転あたりの寝台移動量の比率として定義される。

【0018】

図 3 に本実施形態によるコンピュータ断層撮影システムを示し、図 4 に図 3 のガントリの斜視図を示し、図 5 に図 3 の 2 次元配列型検出器の斜視図である。ガントリ 1 は、X 線をほぼ円錐形で照射する X 線源 3 と、2 次元に配列された複数個の検出素子 5 A、すなわち複数個の検出素子 5 A の 1 次元配列が複数並列された 2 次元配列型 X 線検出器 5 とを収容する。図 5 では、複数個の検出素子 5 A の 1 次元配列が 4 列あり、それらが並列されていることを示している。

40

【0019】

X 線源 3 および 2 次元配列型 X 線検出器 5 は、寝台 6 の天板に載置されている被検体を挟んで互いに対向するように、回転リング 2 上に搭載される。2 次元配列型 X 線検出器 5 は、回転リング 2 上に取付けられる。通常、各検出素子 5 A は、1 つのチャンネルに対応している。X 線源 3 からの X 線は、X 線フィルタ 4 を介して被検体に照射される。被検体を

50

通過した X 線は、2 次元配列型 X 線検出器 5 によって、電気信号として検出される。

【 0 0 2 0 】

X 線制御装置 8 は、高電圧発生器 7 にトリガ信号を供給する。高電圧発生器 7 は、トリガ信号が受信されるタイミングで高電圧を X 線源 3 に印加する。これによって、X 線が X 線源 3 から放射される。ガントリ/寝台制御装置 9 は、ガントリ 1 の回転リング 2 の回転と寝台 6 の天板の移動とを同期をとって制御する。システム制御装置 10 は、システム全体の制御中枢を構成し、被検体から見て、X 線源 3 が、螺旋（ヘリカル）の軌道を描いて、いわゆるヘリカル・スキャンを実行するように X 線制御装置 8 およびガントリ/寝台制御装置 9 を制御する。具体的には、回転リング 2 は一定角速度で連続的に回転させられ、天板が一定速度で移動させられ、X 線は X 線源 3 から一定角間隔で断続的に又は連続的に照射される。

10

【 0 0 2 1 】

2 次元配列型 X 線検出器 5 の出力信号は、各チャンネルごとにデータ収集ユニット 11 によって増幅され、投影データを生成するためにデジタル信号に変換される。データ収集装置 11 から出力される投影データは、信号処理ユニット 12 に供給される。信号処理ユニット 12 はその投影データを使用して画像を再構成する。3 次元画像データまたはユニット 12 によって生成された断層撮影画像データは、表示装置 14 に送られ、そこで 3 次元画像として、または断層撮影画像として可視的に表示される。

【 0 0 2 2 】

図 6 ( a ) に処理ユニット 12 の構成を示す。信号処理ユニット 12 は、投影データの全ての必要な内挿または外挿補間を実行する処理回路 20 を有する。データは、典型的には、長手方向に沿って補間される。処理回路 20 のより詳細な図を、図 6 ( b ) に示す。データは、入力端子 26 を介して入力され、その後、必要に応じて、回路 23、24 および 25 により、フィルタ、内挿補間または外挿補間される。処理データは、出力端子 27 を介して出力される。

20

【 0 0 2 3 】

重み付け回路 21 は、処理回路 20 中で処理されるデータを決定して重み付けを行なう。再構成回路 22 は、重み付けされたデータを使用して画像を再構成する。回路の動作は、本発明による方法の説明と関連して後述する。

【 0 0 2 4 】

図 3 のシステムの構成要素は、プログラムされたコンピュータとして実装されることが可能である。特に、システム制御装置 10 および処理ユニット 12 は個別のコンピュータであってもよく、または、2 つの素子の機能は単一のコンピュータ上に搭載されてもよい。また、本発明はソフトウェアの形で実現可能であり、コンピュータ・プログラム製品を生成する光ディスクの磁気など、記録可能媒体上に格納されることが好ましい。

30

【 0 0 2 5 】

HHS（ヘリカルハーフスキャン）と呼ばれる、本発明による第 1 の再構成方法をここで説明する。第 1 に、修正内挿補間（修正 HFI）が投影データに対して施され、その後、その補間された投影データが重み付けされ、その重み付けされたデータに基づいて再構成が実行される。

40

【 0 0 2 6 】

図 7 において、修正 HFI 方法では、30 で示すスライス位置  $z_s$  に対するデータの長手方向のフィルタにより、同時に収集された投影データどうしで補間が行われる。この補間は、内挿（線形または非線形）および/または外挿が使用される。なお、図 7 において、スライス位置は、実線で示す。斜めの太い黒線 31 は、スライス画像を再構成するために必要な一揃いのデータを得るために、内挿および/または外挿中で使用される実際に収集された投影データ（直接データ（実データ））を示している。

【 0 0 2 7 】

$z$  方向の内挿補間を決定するための ( 1 ) 式を以下に示す。なお、“Direct” は、仮想データ（対向データ）ではなく、実際に収集された投影データ（直接データ（実データ））

50

)を表し、“Data For Slice”は、実データから生成された補間データを表している。

【数 1】

$$v_c \frac{z - z_i}{p} \times nv$$

$$v_c - kv \leq v \leq v_c + kv \text{ では}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \beta = \frac{2\pi}{nv} \times \beta_1 \\ \beta_c = \frac{2\pi}{nv} \times v_c + \beta_1 \\ \text{DataForSlice}(\beta, \gamma, z) = \\ \text{Direct}(\beta, \gamma, z_j) \times \frac{z - z_k}{z_j - z_k} + \text{Direct}(\beta, \gamma, z_k) \times \frac{z_j - z}{z_j - z_k} \end{array} \right. \quad \text{式 (1)}$$

10

【0028】

ただし、 $z_i$  は第  $i$  番目のビューでの X 線源の位置である。

$z_j$  および  $z_k$  は、 $v$  番目のビュー、ビュー角度 およびチャンネル角度 で得られたヘリカルスライス位置に最も近いデータおよび次に最も近いデータのサンプリング位置をそれぞれ示している。

20

$i$  は、第  $i$  番目のビューでのビュー角度である。

$p$  は、ヘリカル・スライス・ピッチである。

$nv$  は、X 線源の 1 回転あたりのビューの数である。

$kv$  は、内挿/外挿/フィルタが可能な範囲である。

【0029】

同時に収集されたデータとは、同時に撮像され、検出されたデータを意味する。この例では、4 列分のデータが同時に収集されて、図 7 の第 1 ~ 第 4 の列として示される。スライスは、この例では、スライス位置に 2 つの最も近い列において同時に得られるデータから内挿および/または外挿される。例えば、図 7 において、第 1 および第 2 の列は、第 1 の回転の後半のデータを内挿および/または外挿補間するために用いられる。第 2 の回転の前半のデータが第 2 列、第 3 列及び第 4 列のデータから内挿および/または外挿補間により得られる。同様にして、時間 (X 線源角度) ごとに、4 列のうちスライス位置に最も近い 2 つの列のデータが選択される。なお、この方法において、 $180^\circ$  まで到達したデータ、または異なる回転のデータのいずれも使用されない。

30

【0030】

次に、補間データは、データ収集時間に基づいて重み付けされる。重み付け曲線 32 を図 7 に示している。ただし、ステップ・アンド・シュートの HS のための重み付け関数と、US のための重み付け関数とのいずれも適用可能である。それらの 2 つの重み付け関数を、(2) 式および (3) 式として以下に示す。

40

【数 2】

$$\text{After redefine } \beta = \beta - \beta_c + \frac{\pi + 2\gamma_m}{2} \quad \text{式 (2)}$$

【0031】

満足させる重み ( , ) が適用される (これらの式は、参考として本文献に引用される Crawford 等の Appendix C に示される)。

【数3】

$$\omega(\beta, \gamma) + \omega(\beta + \pi + 2\gamma, -\gamma) = 1$$

$$\omega[x(\beta, \gamma)] = 3x^2(\beta, \gamma) - 2x^3(\beta, \gamma)$$

ただし

$$x(\beta, \gamma) = \begin{cases} \frac{\beta}{2\gamma_m - 2\gamma} & 0 \leq \beta \leq 2\gamma_m - \gamma \\ 1 & \gamma_m - 2\gamma \leq \beta \leq \Pi - 2\gamma \\ \frac{\Pi + 2\gamma_m - \beta}{2\gamma_m + 2\gamma} & \Pi - 2\gamma \leq \beta \leq \Pi + 2\gamma_m \end{cases} \quad 10$$

また次の重み付けを適用しても良い。

$$\omega(\beta, \gamma) = \begin{cases} 1 & 0 \leq \beta \leq 2\gamma_m - \gamma \\ 0 & \Pi - 2\gamma \leq \beta \leq \Pi + 2\gamma_m \end{cases}$$

$$\omega(\beta, \gamma) = \begin{cases} 1 & 0 \leq \beta \leq \Pi + 2\gamma \\ 1 - f\left(\frac{\gamma - \gamma_0(\beta)}{d} + \frac{1}{2}\right) & \Pi - 2\gamma \leq \beta \leq \Pi + 2\gamma_m \end{cases} \quad 20$$

なお  $\gamma_0(\beta) = (\pi - \beta) / 2$  であり、例えば

$$f(\gamma) = \begin{cases} 0 & \gamma < 0 \\ 3\gamma^2 - 2\gamma^3 & 0 \leq \gamma \leq 1 \\ 1 & \gamma > 1 \end{cases} \quad 30$$

After redefine  $\beta = \beta - \beta_c + \pi$  式(3)

【0032】

以下の重み付けが、適用可能である（これらの式は、参考として本文献に引用される Crawford等のAppendixBに示される）。

【0033】

$$(\quad, \quad) + (\quad + \quad + 2\quad, -\quad) = 2$$

仮想データ（対向データ）が生成される場合、以下の（4）式に示すような任意の重み付け関数が適用可能である：

【数4】

$$\begin{aligned} \text{DataForRecon}(\beta, \gamma, z) &= \text{DataForSlice}(\beta, \gamma, z) \times w(\beta, \gamma) \\ &\quad + \text{DataForSliceComplementary}(\beta, \gamma, z) \times (1 - w(\beta, \gamma)) \end{aligned} \quad \text{式(4)}$$

【0034】

ただし、“Data For Slice Complementary”は、“Data For Slice”をビュー角再定義により得られる対向データを表し、“Data For Recon”は、画像再構成に必要な一揃いの

投影データを表している。重み付けのこの方法はより簡単に実行することも可能であるが、計算上、高価となる場合がある。

【 0 0 3 5 】

次に、この方法は、共通の扇形ビーム再構成の工程を含んでいる。また、扇形から平行への回帰 (rebinning) 後、平行ビーム再構成を行なうなどの他のアプローチも適用可能である。計算の数を減らすために、重み付け関数値がゼロでない範囲のみが、第 1 の工程でのヘリカル解析中に算出可能である。

【 0 0 3 6 】

図 8 は、上述の実施形態に任意で適用可能であるチャンネル倍増を図示したものである。対向データのサンプリング位置は、サンプリングピッチの半分だけ直接データのサンプリング位置から  $x - y$  面においてずらされる。対向データの X 線経路が直接データ (実際に測定した投影データ (実データ)) から変位されるため、軸平面の空間的解像度は増加可能である。チャンネルの数を同数に維持し、軸平面のデータのサンプリングピッチ (チャンネル方向) を減らすことによって、同様の結果 (対象が十分に小さい場合、空間的解像度を向上する) が得られる。そのスライスに対するデータは、以下の (5) 式で与えられる。

【 数 5 】

$$\begin{aligned} \text{DataForSlice}\left(\beta, \gamma + \frac{dy}{2}, z\right) \\ = \frac{\text{DataForSlice}(\beta, \gamma, z) + \text{DataForSlice}(\beta, \gamma + dy, z)}{2} \end{aligned}$$

式 (5)

【 0 0 3 7 】

チャンネル倍増は、対向データの重み付けの有無にかかわらず上記の実施形態に適用されることが可能である。換言すれば、対向データを重み付けしない (例えば、(2) 式または (3) 式を使用) 場合、(5) 式が適用され、対向データが重み付けされる場合、(5) 式は、(4) 式が適用される前に実行される。

【 0 0 3 8 】

第 2 の例では、画像は同じ天板位置であるが異なるタイミングで再構成される。また、本実施形態は、上記の実施形態に関して説明されたものに任意に適用可能であり、上記の実施形態はチャンネル倍増を含む。本実施形態である「タイミング・シフト」(TS) 技術は、図 9 (a) および図 9 (b) に示すように、時間的軸に沿って重み付け関数をずらす。ずらす時間量は、特定の適用の要求または必要とされる再構成画像の品位により決定される。例えば、再構成画像品位を向上させるためには、短い時間をずらせばよいが、計算の費用が増加する。再構成された画像の通常形状のみが必要な場合は、長い (または最大の) 時間をずらすことも可能である。

【 0 0 3 9 】

ここで、 $t_c$  および  $t_0(z_s)$  ( $z_s$ ) は、それぞれ、その領域の中心と、X 線焦点がスライス面 ( $z = z_s$ ) 全体を通過する時間とに対応する。標準のデータ範囲は、 $t_c = t_0(z_s)$  の場合に定義される。 $t_0(z_s)$  から変位されたタイミングと、変位されたタイミングの最大とは、それぞれ、 $t_s$  および  $t_{sm}$  として定義される。 $t_s$  または  $P$  の大絶対値のいずれも大幅な外挿の場合に画質の劣化を招き、 $t_{sm}$  は、図 9 (a) に示すようなスライス厚の半分内で外挿補間を使用することに制限される場合がある。以下に挙げる (6) 式は、様々な  $P$  における  $t_{sm}$  と再構成アルゴリズムを与える。

【数 6】

$$\begin{aligned}
 & \text{[Maximum shift time]} = \pm t_{sm} \\
 & = \pm \frac{\text{[Slice covered time]} - \text{Necessary time for half or under scanning}}{2} \\
 & = \pm \left\{ \underbrace{\left( \frac{(n-k)}{p} - \frac{\pi + 2\gamma m}{2\pi} \right) \cdot \text{Trot}}_{\text{Helical Half Scanning}} \right\} \\
 & \quad \quad \quad \underbrace{\left( \frac{(n-k)}{p} - 1 \right) \cdot \text{Trot}}_{\text{Helical Under Scanning}} \\
 & t_{sm} = \text{式 (6)}
 \end{aligned}$$

10

20

30

【 0 0 4 0 】

ただし、k = 0 の場合、半スライス厚内の最も近接したものの外挿補間

k = 1 の場合、内挿補間のみ

k = 1 + f w の場合、フィルタ幅が f w の場合の z フィルタリング

上記の通りに各スライスを再構成することは、自動心臓体積測定再構成を実現するための技術と関連して使用されることが可能である。ヘリカル（螺旋形）データが得られるとき、EKG 信号は保存される。各スライスに対する中心タイミング（t<sub>c</sub>）は、（1）心収縮位相を避けるため、および/または（2）最少のテーパ角度によって、得られたデータ範囲を選ぶように調整される。これを、図 10 および図 11 に図示する。

40

【 0 0 4 1 】

図 10 の方法で、工程 40 において z は z<sub>0</sub> に設定され、工程 41 において中心タイミング T<sub>c</sub> は T<sub>0</sub>（z）として算出される。その後における、工程 42 において、t<sub>c</sub>

が EKG 信号の許容範囲にあるか、すなわち、拡張位相にあるか否かが決定される。そ

50

うである場合は、工程 4 6 へ進み、画像が  $t_c$  の場合の  $z$  で再構成される。そうでない場合、工程 4 3 へ進み、 $t_{cm}$  および  $t_{cp}$  が算出される。工程 4 4 において、 $t_{cm}$  または  $t_{cp}$  が E K G 信号中の許容範囲（拡張位相）にあるか否かが決定される。そうである場合、 $t_c$  は  $t_{cm}$  から  $t_{cp}$  の範囲に設定され（工程 4 5）、画像は  $t_c$  の場合の  $z$  で再構成される。工程 4 4 において、そうでない場合には、 $t_{cm}$  および  $t_{cp}$  は再度算出され、 $t_{cm}$  または  $t_{cp}$  が許容範囲にあるか否かが再度調べられる。

#### 【 0 0 4 2 】

工程 4 7 において、処理が終了したか否かが決定される。そうである場合、工程 4 8 において処理は終了し、そうでない場合、 $z$  は  $d z$  だけインクリメントされ（工程 4 9）、この処理は工程 4 1 に戻って、 $z$  の新しい値で  $t_c$  が再計算される。図 1 1 は、拡張位相において得られるデータを使用して再構成された画像を示すものである。図 1 1 において、参照番号 5 0 は最少のテーパ角度を有する再構成スライスを示し、5 1 は内挿のみを使用して再構成されたスライスを示し、5 2 は、内挿および / または外挿を使用して再構成されたスライスを示す。

#### 【 0 0 4 3 】

また、全てのスライスが  $t_c$  が  $t_0$  ( $Z_s$ ) に等しい場合に再構成される方法を最初に実行し、操作者がどのスライスをとるかを示すと、画像は異なるタイミングで再構成される。これを、図 1 2 に図示する。参照番号 6 0 は拡張位相においてとられるデータを示し、参照番号 6 1 は内挿だけを使用して再構成されたスライスを示す。

#### 【 0 0 4 4 】

この方法の流れ図を、図 1 3 に示す。工程 7 0 において、全ての画像は、 $t_c = t_0$  ( $Z_s$ ) で再構成される。 $t_{cm}$  および  $t_{cp}$  は、工程 7 1 のようにして計算され、工程 7 2 において、 $z$  にタイミング変位があるか否かが決定される。変位がない場合、この方法は工程 7 9 で終わる。工程 7 2 において「はい」の場合、 $t_{cm}$  および  $t_{cp}$  は再計算される（工程 7 3）、全ての画像は  $t_c = t_{cm}$  および  $t_{cp}$  の  $z$  で再構成される（工程 7 4）。 $z$  での画像のうちいずれかを選択した表示があるか否かについて、別の確認が行なわれる（工程 9 5）。表示がある場合、工程 7 6 において、 $z$  での画像は選択画像として選択され、工程 7 2 へ戻る。工程 7 5 において、表示がない場合、 $t_{cm}$  および  $t_{cp}$  は再度計算され（工程 7 7）、画像は工程 7 8 において、 $t_{cm}$  および  $t_{cp}$  の新しい値で再構成される。工程 7 8 は、その後、工程 7 5 へ戻る。

#### 【 0 0 4 5 】

##### 実例

本発明による方法の実例について説明する。方法の物理的な評価は、時間および空間の ( $z$ ) 解像度、画像ノイズ、および運動する模型の平面上画像の正確度を評価するために、コンピューター・シミュレーションを使用して実行された。実行され、比較される方法は、TS を使用する HHS および TS を使用しない HHS、マルチスライス CT に対する HFI、および単一スライス CT に対する 180LI であった。形状および X 線管回転時間は、0.5 秒で 900 の投影で全 360° 走査を実現する 4-スライス・ヘリカル CT スキャナ (Aquilion; 日本、東京、ToshibaMedicalSystemsCompany) のものと同じであった。

#### 【 0 0 4 6 】

時間的および空間的 ( $z$ ) 解像度および画像ノイズは、HHS および HFI に対するヘリカルピッチおよびフィルタ幅を変化させて評価された。他の評価において、ヘリカル・マルチスライス・ピッチは、後述するように、それぞれ、マルチスライス CT に対して 2.5 で固定され、単一スライス CT に対して 1.0 に固定された。公称スライス厚は、空間的解像度に対して 2.0 mm で、運動する人体模型に対して 1.0 であった。

#### 【 0 0 4 7 】

最初に、時間的解像度は、図 1 4 で示す 5 つの円筒人体模型を使用することを決定することにより評価された。

#### 【 0 0 4 8 】

5つの円筒ディスクは、直径20mm、高さは無限で、1000HUのコントラストを有する。時間的感度プロファイル(TSP)が計測され、5円筒人体模型に対して9つの投影(0.005秒に相当する)、0.1mmの再構成増分、2.5~8.0のヘリカル・マルチスライス・ピッチ、0.0および1.0のフィルタ幅というパラメータを使用した。部分感度プロファイル(TSP)の測定されたFWHMおよびFWTMは、軸状CT(0.5秒)のものに正規化された。

【0049】

TSPを用いて時間的解像度を評価することについて説明する。極めて短い時間(0.005秒)に対応するいくつかの連続投影以外全てゼロである入力投影データは、時間軸に沿ったインパルス信号とみなされることが可能である。いくつかの投影は、空間的解像度の影響を除去するために十分長くて厚い、z軸に平行な円筒人体模型並列を使用して得られる。軸画像のTSPの空間的依存関係を評価するために、異なるxy位置でいくつかの円筒を有する人体模型が使用される(上述の通り)。

10

【0050】

画像は、短い時間(好ましくは約0.03秒未満)に対応するz-増分により再構成される。各場所でのTSPは、上記投影データを使用した以下の処理によって獲得可能である。(1)短い時間に対応するzの増分を用いて画像を再構成する、(2)再構成された画像の全ての各円筒の位置での対象範囲(ROI)の平均ピクセル値を計測する、(3)最大値によって、それらを正規化する、(4)時間軸に対してそれらをプロットする。この例では、ROIは中心で選択されたが、他の位置も可能である。

20

【0051】

さて、TSPを使用してどのように時間的解像度の量を定めるかを説明する。15(a)および図15(b)は2つのTSPを示す。FWTM(full-width-at-tenth-maximum)は、図15(a)のような広いプロファイルに対するFWHM(full-width-at-half-maximum)よりも、時間的感度プロファイルの良い記述子であって、矩形のプロファイル(例えば図15(b)に対するFWTA(full-width-at-tenth-area)より優先されなければならない。したがって、TSPのFWTMは、時間的解像度の量を定めるための好適な記述子である。

【0052】

空間的解像度を評価するために、部分感度プロファイル(SSP)が使用されることが好ましい(SpiralVolumetricCTwithSingle-Breath-HoldTechnique, ContinuousTransportandContinuousScannerRotation, Kalenderetal., Radiology176:181-183(1990)参照)。SSPは、1つの軸の(x-y)面中に5つのディスクを含むシミュレートされた人体模型を使用して計測された(図14参照)。このディスクは、直径20mmおよび厚さ0.2mmを有する。マルチスライス・ヘリカルピッチは、2.5から4.5まで変化させた。画像は、0.1mmの再構成増分とともに再構成された。SSPのFWHMおよびFWTMは計測され、軸CTのものに正規化された。TSを使用しないHHS<sub>0</sub>と、マルチスライス・ヘリカル・ピッチ2.5でTS<sub>0.20</sub>を使用するHHS<sub>0</sub>との2つのSSPが比較され、TSの影響が評価された。

30

【0053】

各再構成アルゴリズムの運動する被検体のための撮像性能は、動く人体模型を使用して評価された。シミュレートされた人体模型は、円筒の2つの組および1000HUのコントラストを有するボールの3つの組を有し、各組は、1、2および3mmの異なる直径を有する3つのボールから成る(図16)。円筒は無限の長さを有し、それらが動かないときに、ボールの全ては面z=0の中心に配置された。

40

【0054】

運動パターンに関しては、A組およびC組は静止しており、他は毎分周波数60または90周期で移動した。BとDの組はx方向に移動し、E組はz方向に移動する。1周期の運動パターンは、3つの部分から成る。(1)元の位置(図16)から、t<sub>1</sub>秒のコサイン曲線の半分に沿って-xまたは-z方向に10mm移動する、(2)t<sub>2</sub>秒のコサイン

50

曲線の半分に沿って元の位置に戻る、(3)元の位置で、 $t_3$  秒間静止する。秒単位のパラメータ ( $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$ ) は、それぞれ、毎分60周期で(0.08、0.62、0.30)、90周期で(0.05、0.41、0.20)であった。

【0055】

サイズ、形状および運動パターンは、心臓の壁、心臓の近くの肺の気管、血管の脈動、冠状動脈および冠状動脈石灰化の運動の一部をシミュレートして選択された。選択された単純な運動パターンは、例えば縮退、伸長、撚りおよび並行運動など、複雑な3次元運動(またはひずみ)から成る特定の運動をシミュレートしないが、動く人体模型によって、通常の動く被検体を撮像する機能の評価ができる。

【0056】

ヘリカル・スキャンは二回使用され、それぞれ、X線焦点が面 $z = 0$ を「静止位相」および「高速運動位相」へ横断する時間(図16、 $t_x$ )を調整した。静止位相に対して、時間は運動-3( $t_x$ がそれぞれ60周期で0.85、90周期で0.56)の中央にあった。高速運動位相に対して、時間は運動-2(両方の周期において $t_x = 0.15$ 秒)の間で、HHSに必要な全てのデータがオブジェクトの移動とともに得られた。したがって、HHSは静止位相において利点があるが、高速運動位相において欠点があった。ヘリカル・マルチスライス・ピッチは、マルチスライスCTに対して2.5で固定され、シングルスライスCTに対して1.0で固定された。

【0057】

$z = 0$ での画像は、TSがある場合のHHS<sub>0</sub>とTSがない場合のHHS<sub>0</sub>と、HFI<sub>0</sub>、HFI<sub>1</sub>および180LIによって再構成された。結果の量を定めるために、1つのボール(図16の80)を含むように設定されたROIの最大および最小値が計測された。最大値は、動く被検体のコントラストの精度を表し、最小値は、アーチファクトの強度を示す。

【0058】

物理的な評価および人体模型調査

(1)時間的解像度の評価

計測された時間的感度プロファイルのすべては、投影データ(図18(a)~図18(d))のために使用される重みを反映させた。図18(a)~図18(d)において、中央の人体模型は実線と対応し、右の人体模型は、小破線、下および左の人体模型は大破線、上の人体模型は大-小破線に対応する。なお、下と左の人体模型の曲線は重なる。HHSは、ほぼ矩形で(図18(a))、最も狭いTSPを与えた。HHS<sub>0</sub>およびHHS<sub>1</sub>は、同一のプロファイルが見られた。HHSのTSPは基底で僅かに変化し、ピークで大幅に変化し、180LIおよびHFIに対しては逆が見られる。HFI<sub>0</sub>のTSP(図18(b))は比較的広い範囲の複数三角形から成り、時間がゼロ近くでのレスポンスはほぼ0であり、もう一方の時間では最高に達している。HFI<sub>1</sub>のTSP(図18(c))は長手方向の濾過がHFI<sub>0</sub>のプロファイルを平滑化することを示した。

【0059】

図18(a)~図18(d)の曲線において、矩形の形状は理想的である(図18(a)は、本発明による方法において、理想に最も近い)。曲線の広がりや劣化を表す。図18(c)は一部に広がりや劣化を示すが、レスポンスは0.0の周辺で劣化している。時間とともにレスポンスが高速に変化すると、複雑な三角形の形状の劣化が大きくなる。図18(b)は、著しい劣化を示し、-0.4、0.0および0.4でのレスポンスは、ゼロである。図18(d)のレスポンス曲線も、理想的な形状からいくぶん劣化している。

【0060】

HHSを有するTSPのFWHMおよびFWTMは、全てのヘリカルピッチ(後述の図19(a)および図19(b)、表1参照)を有する0.50および0.58で固定された。表Iは、時間的解像度データを提供する。FWHMおよびFWTMデータは、軸(ステップ・アンド・シュート)CTのものに対して正規化された。各々は、0.5秒の回転スキャナで、それぞれ、0.25秒および0.29秒に対応し、ヘリカル・マルチスライ

10

20

30

40

50

ス・ピッチが4.5(図19(a)および図19(b))未満である場合のHFIより良い。TSPのFWTM(図19(b))によれば、HFIは時間的解像度に関して好ましいヘリカルピッチを示さない。HFIについては、ヘリカルピッチが高いまたは管回転が速いと、走査時間が短縮するのに加えて軸の画像の時間的解像度が向上する。ヘリカル・マルチスライス・ピッチが4.5未満であるときシングルスライス・ヘリカルCT(180LI)より悪いが、ヘリカル・マルチスライス・ピッチが7.0より等しいか大きい場合、HHSとほぼ同じとなる。

【表1】

表 1

ヘリカル スライスピッチ (P)	HHS0		HF10		HF11	
	FWHM比	FWTM比	FWHM比	FWTM比	FWHM比	FWTM比
2.5	0.50	0.58	1.30	1.40	1.54	1.72
3.0	0.50	0.58	1.00	1.28	0.88	1.46
3.5	0.50	0.58	1.02	1.14	1.16	1.32
4.0	0.50	0.58	1.01	1.22	1.01	1.30
4.5	0.50	0.58	0.64	0.78	0.50	0.92
5.0	0.50	0.58	0.70	0.79	0.50	0.90
6.0	0.50	0.58	0.50	0.77	0.50	0.80
7.0	0.50	0.58	0.50	0.56	0.50	0.64
8.0	0.50	0.58	0.51	0.61	0.51	0.65

【0061】

(2)空間的解像度の評価

ヘリカルハーフスキャンにおいて、セクション感度プロファイルのFWHMおよびFWTMは、単純にヘリカルピッチとともに増加した(下記の表2参照)。この傾向は、単一スライス・ヘリカルCTと同様であったが、HFIのそれと全く異なった。

【0062】

TSは部分感度プロファイルのFWHMおよびFWTMをあまり変化させなかったが、形状に影響を及ぼし、空間的变化を増加させた。図20(a)および図20(b)は、それぞれ、TSがないHHS<sub>0</sub>とTS<sub>0.20</sub>を有するHHS<sub>0</sub>に対するFWHMおよびFWTMについて図示したものである。線の形状は、図18(a)~図18(d)に対して上述した人体模型と一致する。

【表 2】

表 2

ヘリカル スライスピッチ (P)	HHSO			HHS			HF10			HF11		
	FWHM 比	FWTM 比	/λ° 比									
2.5	1.30	2.13	1.12	1.47	2.49	0.99	1.09	1.28	0.87	1.24	2.13	0.54
3.0	1.32	2.09	1.13	1.62	2.63	0.99	1.11	1.51	0.79	1.30	2.09	0.58
3.5	1.34	2.20	1.12	1.77	2.77	0.99	1.11	1.53	0.86	1.31	2.20	0.60
4.0	1.36	2.24	1.13	1.81	2.91	0.99	1.38	2.07	0.74	1.57	2.24	0.59
4.5	1.38	2.27	1.12	1.85	3.05	0.99	1.14	1.35	0.85	1.58	2.27	0.65

【0063】

## (3) ノイズの評価

画像ノイズは、ほぼ一定のままであった(表2)。この傾向も、シングルスライス・ヘリカルCTのそれと同様であるが、HF10のそれとは全く異なる。ノイズSDは、2.5のヘリカル・マルチスライス・ピッチで、TSの変化範囲が-0.25~0.25秒である場合、1.08から1.24まで変化した。

【0064】

## (4) 動く人体模型の評価

図21(a-iの部分)を有する)は、毎分60周期で静止位相の場合に、ボール(図16の80)の範囲内で、およびその周辺で、最大および最小のCTの数を示す。HHSは、アーチファクトがない画像(a)を示した。被検体が高速に動く(e)~(g)の場合

10

20

30

40

50

、TS(e)のないHHSは低品位の画像を生成した。HFI<sub>0</sub>(f)は、被検体が静止しているときに得られたデータを使用するので(図18(b)参照)、最良の画像を生成した。TS技術はHHS(i)の画像品位を改善し、CTの数(i)の精度を徹底的に向上させ、最良の画像を生成した。使用したヘリカル・ピッチは、マルチスライスCTに対して2.5、シングルスライスCTに対して1.0であった。公称スライス厚は1.09mmで、人体模型コントラストは1000HU、背景は0HU、およびウィンドウ(幅、高さ)は(1000, 0)であった。

#### 【0065】

人体模型被検体が毎分90周期で運動する場合、この傾向は依然同じであった(図22)。なお、TSは、HHSの高速運動位相中の劣化CT値を、ほぼ静止位相のレベルまで回復可能である(図8)。この人体模型検査によって、HFI<sub>1</sub>は画像の品位のレベルを一定に保つが、ぼやけて、TS技術を用いたHHSよりも決して良好ではない。ここでも、TSを用いたHHSは最良の撮像機能を示し、画像品位は、静止位相とほぼ同じであった。90周期のデータに対する条件は、60周期のデータに対するものと同じであった。

#### 【0066】

##### 臨床評価

##### (1)心臓部撮像

図23では、心収縮端と心拡張端との間で、異なるスライス位置(列1~3)と同じスライス位置(列4)とでとられた画像を示す。これらの画像における心拍数は、毎分75であった。HFI<sub>1</sub>画像は、左の心室および心室中隔の輪郭がぼやけており(列2の第1および第3の画像参照)、心筋層の厚みの変化を撮像できなかった(列2参照)。HFI<sub>1</sub>は心筋層の輪郭をわずかに鮮明にしているが、傾向は同じであった(列1参照)。HHSでは、心収縮端と心拡張端の両方で明確にそれらの特徴を撮像するのに成功した(列3、第1および第3の画像参照)。時間的解像度が向上したため、HHS(列3および4)は、心収縮端と心拡張端との間の全ての画像に対して、HFI(列1および2)よりも鮮明な心臓の左の心室および心室中隔を撮像した。心収縮位相と心拡張位相との間で、心臓の壁の運動は遅くなる。このため、大部分の必要なデータをこの期間内に入手可能である場合、HHSは心拡張端だけでなく心収縮端でも、鮮明な心臓境界線を有して画像を生成可能であった。

#### 【0067】

0.5秒のスキャナ回転、マルチスライス・ヘリカル・CTおよびヘリカルーフスキャン再構成が使用され、心収縮端および心拡張端(列3の第1および第3の画像)で鮮明な心筋層画像が可能となった。ウィンドウの幅および高さは、それぞれ、400および40で、標準のボディ・カーネル(FC10)が使用された。

#### 【0068】

X線焦点が心収縮端と心拡張端との間の画像平面を横切るとき、HHSおよびTSの結合によって、心収縮端近くと心拡張端近くで、異なる時間に同じスライス位置で画像が得られるようになり、それによって、心臓の壁でみられたぼやけが低減する(列4および列3の第2の画像参照)。HHSによる画像ノイズは、HFIの場合より大きかった。

#### 【0069】

##### (2)胸部撮像

図24(a)~図24(d)は、心拡張端と心収縮端との間で得られた肺画像を示すものである。心臓の運動に起因して、HFI<sub>0</sub>は強いアーチファクトを示した(図24(a)の81および82)。心臓の輪郭は、HFI<sub>1</sub>の場合、二重線で図示され(図24(b)の83)、肺気管の縁はぼやけた(図24(b)の84)。TSのないHHSは運動アーチファクト(図24(c)の85)を示し、TS技術を使用した場合のHHSは、心臓の輪郭と肺気管の縁を鮮明にし、心臓の運動の影響を低減した(図24(d))。これらの画像において、心拍数は75/分で、標準の胸部カーネルが使われた(FC50)

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 0 】

## (3) 脈管の撮像

図 2 5 ( a ) ~ 図 2 5 ( c ) は、コントラスト素子を使用した胸の大動脈画像である。心拍数は、8.0 / 分で、標準のボディ・カーネルが使用された ( F C 1 0 )。ウィンドウの幅および高さは、それぞれ 6 0 0 と 0 であった。大動脈の画像は、H H S が H F I より良好な画質を提供したことを示し、運動する被検体の映像を鮮明にすることが可能であることを示す。気管脈拍は解剖フラップを発生させる。それを H F I 画像中では二重線で示すが、不十分な時間的解像度を示している ( 図 2 5 ( a ) および 図 2 5 ( b ) )。H H S 画像は、解剖図を正確に描いている。

## 【 0 0 7 1 】

本発明による方法において、H H S は心臓撮像における利点が以下のようにいくつかある。(1) 非ゲート制御 H H S は、患者スループットを増加させる、(2) ヘリカルピッチが大きい H H S、またはいずれゲート制御される H H S のいずれかとも患者線量を削減可能とする (3) H H S は、E K G ゲート制御が使用されない場合、拡張位相の過去の心臓の撮像を可能とする、(4) H H S が連続したハーフスキャンデータをのみを使用するため、H H S はコントラスト素子を使用した検査においてより良好な画質を生成する可能性がある。例えば拡張位相など、比較的静止した位相を撮像する際、T S を使用した H H S は、E K G ゲート制御再構成方法に匹敵する画質が得られると予測される。

## 【 0 0 7 2 】

また、本発明による方法は、E K G 信号のない拡張位相の 3 次元 ( 3 D ) 画像を得ることができ、心拡張位相中の各スライスに対して必要データ ( 1 8 0 ° + 扇形角度 ) を獲得するための、ヘリカルピッチが小さい ( 例えば 1.5 ) 走査と、各スライスに対する T S のタイミングを手動で調節することが結合することによって、3 D 画像中の段階型アーチファクトを低減するが、完全に除去するわけではない。このアーチファクトの原因は、異なるタイミングで得られたデータにより再構成された特定のスライス間の時間的間隙を含む。その間隙、したがってアーチファクトを増加させるのは、呼吸、患者の動き、コントラスト濃度の変化、またはその他のエラーのいずれかである。原理上の問題でなく実際的なものであるが、T S の自動タイミング調整のために使われる E K G 信号は、タスクの負荷を減らすことができ、好ましい。

## 【 0 0 7 3 】

なお、上述の説明では、ヘリカル補間、重み付け、コンボリューション、そしてファンビーム再構成の手順で処理を進めていたが、ファンビームに代えて、コーンビームでもよく、つまり、重み付け、コンボリューション、そしてファンビーム再構成の手順で処理を進める場合にも適用できる。

## 【 0 0 7 4 】

本発明による方法の更なる実施形態として、患者線量を減らすことも可能である。一部のスライス・データ組は、ヘリカル内挿の前に加算されるか、平均化または重み付けされる ( 第 1 の例の第 1 の部分に記載した通り )。スライス位置は、全てのスライスの中心として定義される。また、平均算出過程での重み付けを考慮して定義されることが可能である。例えば、4 スライス・データは、2 スライス・データに平均化されることが可能である。この場合、4 スライスからのデータの全てがヘリカル内挿で使われ、その結果、z 方向の空間的解像度の一部の犠牲にしてより良好な画像ノイズが得られる。図 2 6 に示すように、患者線量は、患者に到達する前に、外側のスライスに対する不必要な X 線ビームを視準することによって減少できる。大きいヘリカルピッチ、T S または長手方向の濾過は、外側のスライスからのデータを必要とする。その他の場合は外側のスライスからのデータが使用されず、不必要な患者線量となる。外側のスライスを除外し、二重スライス C T にするように X 線ビームを視準することによって、画質または走査時間に影響を及ぼさずに、患者線量を減らすことができる。この結果、一部の場において、2 - スライス・ヘリカル C T となるのが可能である。

## 【 0 0 7 5 】

10

20

30

40

50

患者線量を減らす更なる方法は、マルチスライス・ヘリカル・スキヤンのゲート制御トリガーを使用することである。上述のように、EKG信号は、ヘリカル・スキヤン中に格納される。このEKG信号は、X線照射に対するトリガーとして使用される。所定量の走査後、X線照射は、自動的に停止される。この処理は、「擬似」マルチスライス・ヘリカル・スキヤン（X線照射のない連続した管回転および連続する台運動）中に繰り返す。走査される範囲（心拡張位相）にのみ限定するため、患者線量が低減可能となる。

【0076】

この方法を、図27に図示する。工程90において、ヘリカル・スキヤンが開始される。ヘリカル・スキヤンが終了すると、工程91において、チェックが行なわれる。「はい(yes)」の場合、この処理は工程95で終端する。「いいえ(no)」の場合、EKG信号が閾値を超過するか否かが決定される(工程92)。「いいえ」の場合、処理は工程91に戻る。「はい」の場合、工程94へ進み、処理は所定期間(例えば100ミリ秒)待つ。工程94において、所定期間、X線照射およびデータ・保存処理が実行される。この所定期間は、例えば300ミリ秒でもよい。次に、工程94は工程92へ戻り、ヘリカル・スキヤンが終了したか否かを確認する。

10

【0077】

本発明によるこの方法の別の実施形態において、3次元画像が、連続タイミングで再構成される。ヘリカル・スキヤンは、小さいヘリカルピッチで実行される。この修正において使用される再構成技術は、タイミング変位技術に関連して上述したものの1つである。時間変位を、ヘリカル・スキヤンで可能となった全体積を再構成する際の小さい増分として選択することによって、その体積の一部の範囲は、小さいタイミング・ピッチで再構成可能となる。これを図28に示す。同図において、100は内挿(細線)のみを使用して再構成されたスライスを表し、101は外挿(極太線)を使用して再構成されたスライスを表す。

20

【0078】

明らかに、本発明の多数の修正および変化は、上記の教示を考慮して可能である。例えば、最も近い近傍の、または非線形内挿のいずれでも、ヘリカル内挿の提案された方法の工程は、その空間的解像度または画質を改善するために適用されることが可能である。重み付け工程において、全ての重み付けが異なる目的のために適用可能である。したがって、添付の特許請求の範囲の範囲内において、本明細書に具体的に述べた以外にも、本発明は実践可能であることが理解されなければならない。

30

【0079】

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

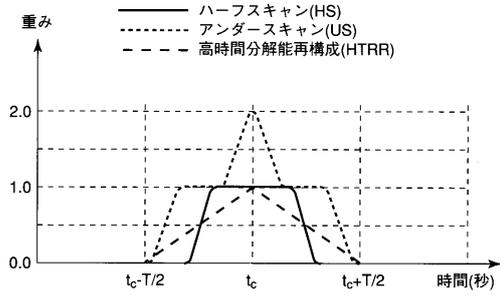
【符号の説明】

【0080】

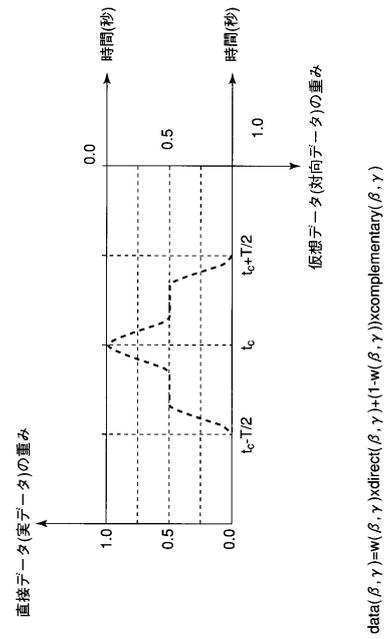
1...ガントリ、2...回転リング、3...X線源、4...X線フィルタ、5...2次元配列型X線検出器、6...寝台、7...高電圧発生器、8...X線制御装置、9...ガントリ/寝台制御装置、10...システム制御装置、11...データ収集ユニット、12...信号処理ユニット、14...ディスプレイ。

40

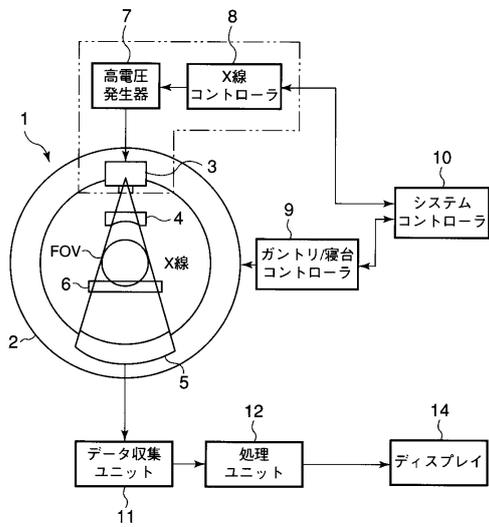
【図1】



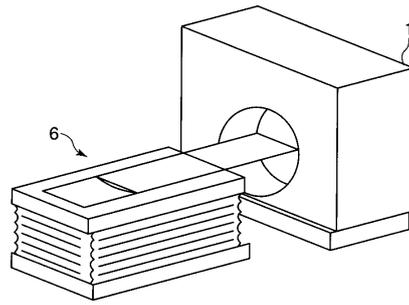
【図2】



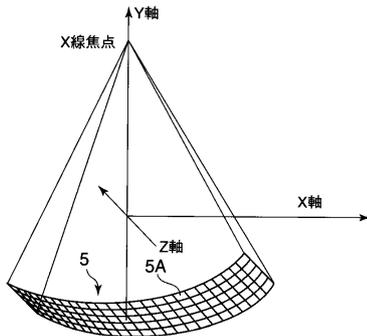
【図3】



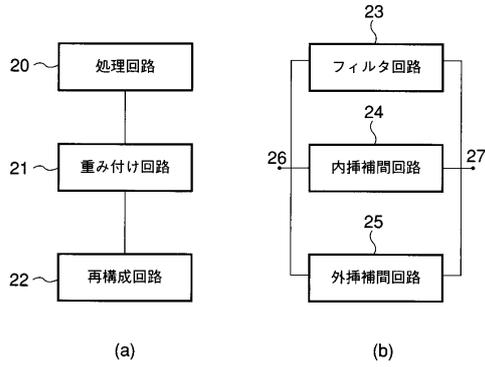
【図4】



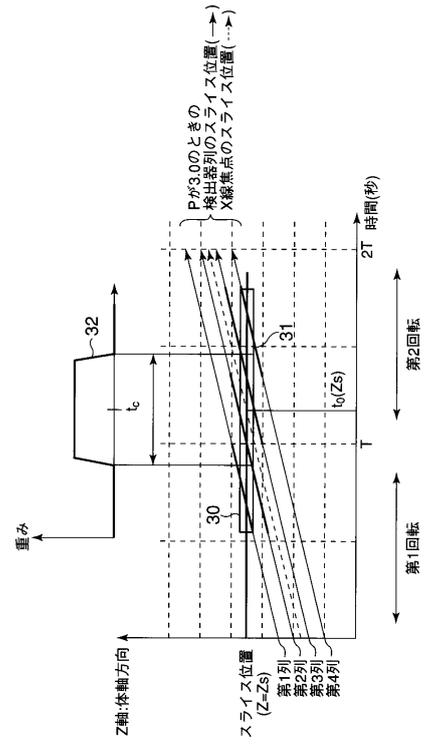
【図5】



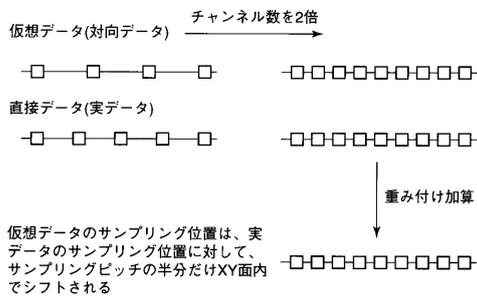
【図6】



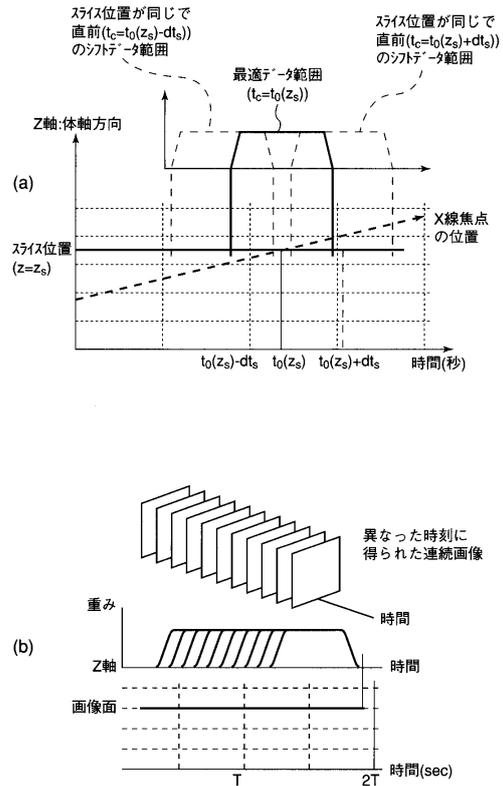
【図7】



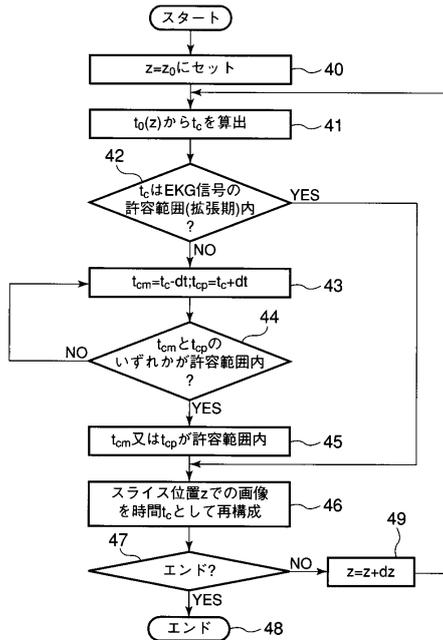
【図8】



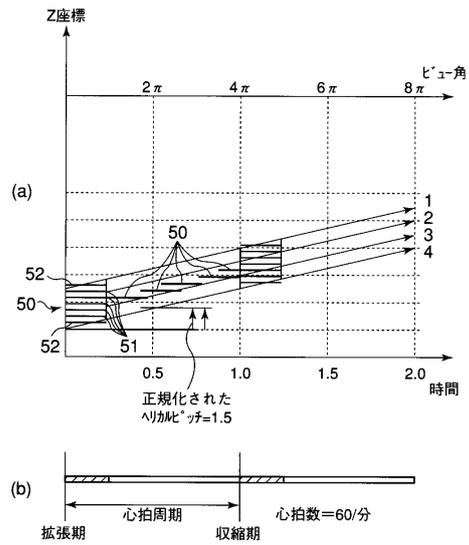
【図9】



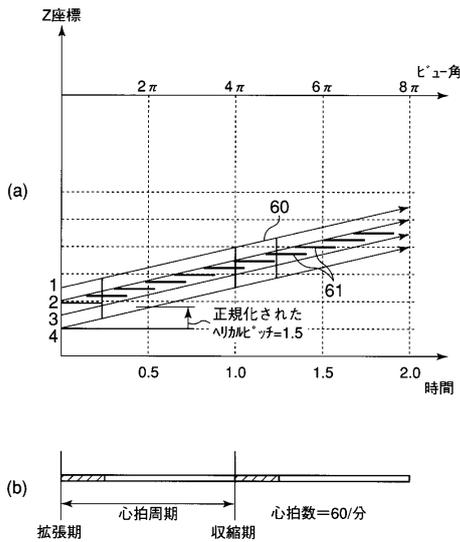
【図10】



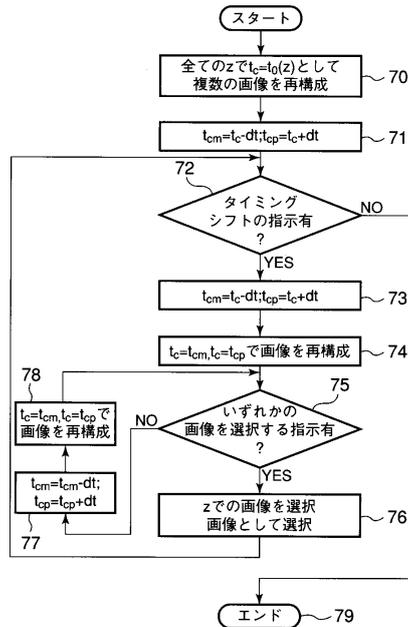
【図11】



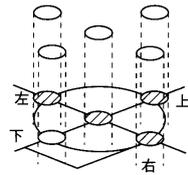
【図12】



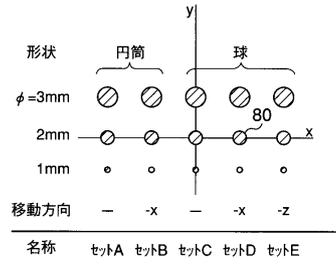
【図13】



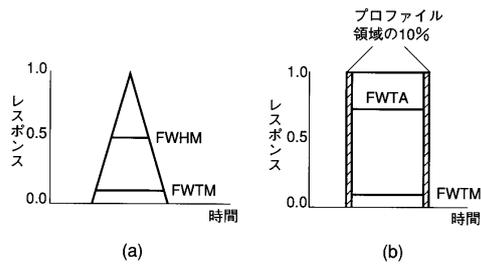
【図14】



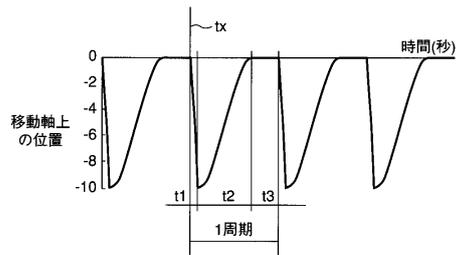
【図16】



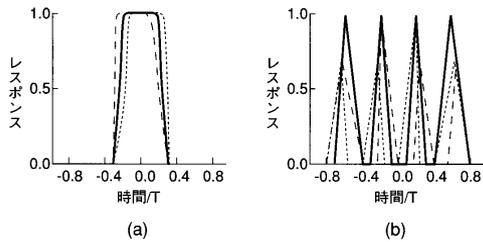
【図15】



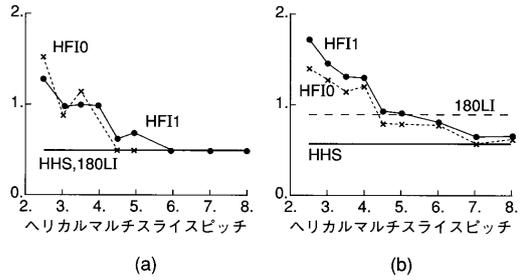
【図17】



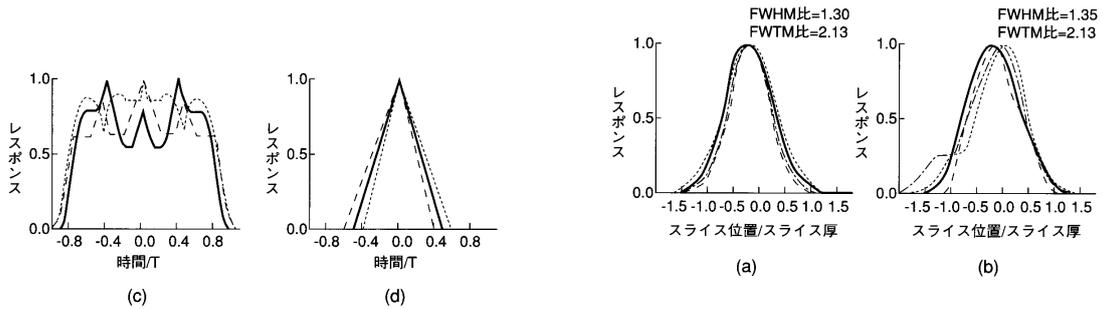
【図18】



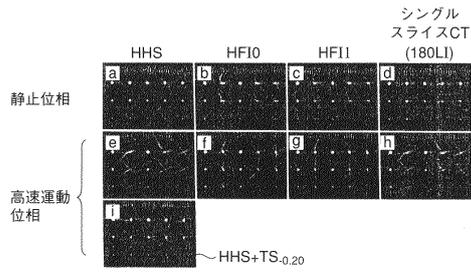
【図19】



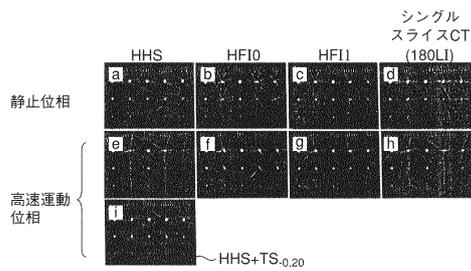
【図20】



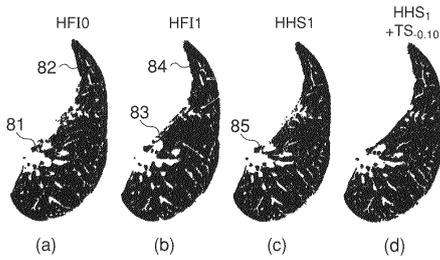
【図 2 1】



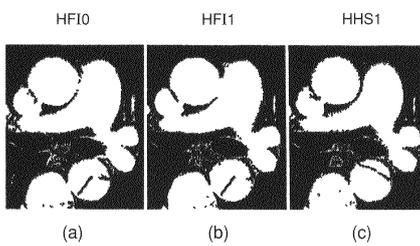
【図 2 2】



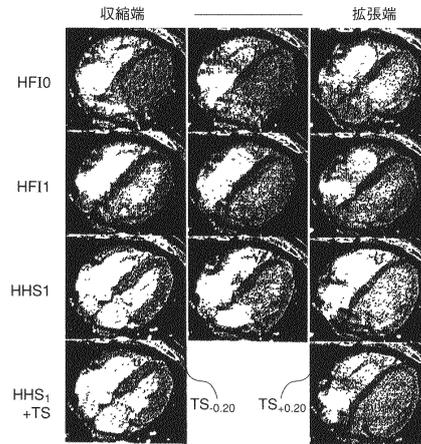
【図 2 4】



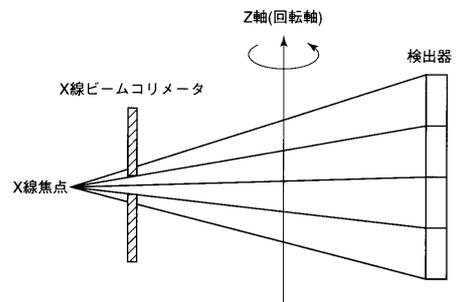
【図 2 5】



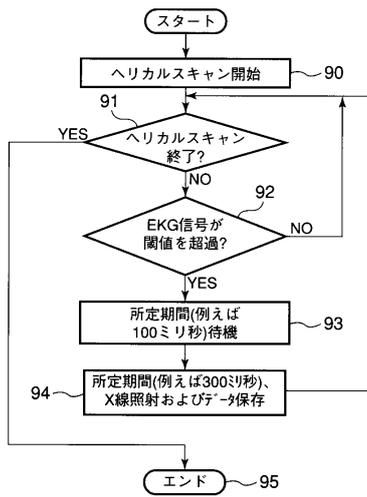
【図 2 3】



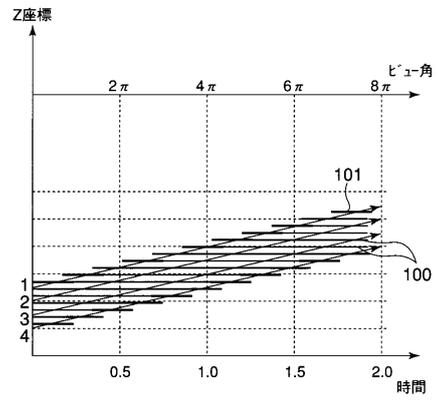
【図 2 6】



【図27】



【図28】



## フロントページの続き

- (74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 田口 克行  
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 南川 泰裕

- (56)参考文献 特開平09-075336(JP,A)  
特開平09-224930(JP,A)  
特開平11-089830(JP,A)  
特開平05-003867(JP,A)  
特開平09-234195(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 6/00-6/14